



一般說來，血液在正常的血管內應該是暢通無阻，不至於凝固的。然而，血液一旦接觸到人工物品就會凝固，所以必須運用較能防止這種情況出現的材料。

製造粗大的人工血管

不久之後，維榮（vinylon，由氯乙烯與醋酸乙稀合成的纖維）、奧龍（orlon，即聚丙烯晴短纖維）、尼龍（nylon，即聚乙醇縮甲醛纖維）、達克龍（dacron，一種聚脂纖維）、鐵氟龍（teflon，即聚四氟乙稀）等合成纖維日漸普及，於是便將這些強韌的纖維織成布，再用這種布來製造人工血管。

由於細胞及組織會進入人工血管壁上的空隙之中，因而能更進一步形成絕佳的血管內膜；該膜具有防止血液在血管壁內滲血之功能。

用合成纖維織成之布所製成的人工血管上必然有空隙（porosity），一旦與人體內的血管串連，血液便很可能會滲漏出來。幸好血液不像水那樣一流通即一瀉千里，不消分鐘，人工血管的空隙中就會出現凝固的血塊；血塊將空隙中的孔穴完全填塞住，血液自然停止向外滲漏。換句話說，血液能在這類人工血管中不滲漏出來，完全是拜內管壁會形成血塊或血栓所賜。

本認為這些管子全是最適當的，其實卻事與願違，只落得白費力氣的失敗結果。

其後，自塗石蠟的銀、鎳、鉻合金、不鏽鋼、鞣皮甚至塑膠問世以來，雖然也會嘗試用丙烯酸樹脂（acrylic resin）、矽橡膠（silicone rubber）、聚乙稀（polyethylene）等材料製成的管子，卻因血液會在管中凝固而宣告失敗。

和外側所形成的組織還會透過布的空隙相連。人工血管的纖維正如一幢建築物的鋼筋，鋼筋四周包覆著被稱為活組織的混凝土，如此人工血管才算大功告成。

利用上述合成纖維製造的人工血管多用於直徑二至三公分的大動脈瘤（aortic aneurysm）切除手術之後，以及軀幹部分或四肢較粗動脈的內側阻塞，導致血液無法流通行。

細人工血管的製造極為困難。儘管如此，在直徑四至五公釐以下的纖細人工血管方面，很遺憾卻大部分都出現形成血栓而阻塞的不良情況，進而引發足以致命的病變，例如心肌梗塞。

現階段對心肌梗塞所採取的治療措施，大多是施行以輔助管來連接大動脈與冠狀動脈的手術，這種手術簡稱為A-C輔助管（A-C bypass, aorta-coronaria bypass）。事實上，這就是一種視血栓發生部位，而在冠狀動脈與大動脈之間接上一截輔助血管，使血液直接由大動脈送進心肌的治療法。

通常這種A-C輔助管療法中所用的血管都是截取自患者本身的腿靜脈。這個作法的原因則在於直徑僅二至三公釐的細人工血管會形成血栓，效果不彰，除了移植自己本身的血管之外別無良法。

一接觸血液卻不至於形成血栓的材料，稱為抗血栓性材料。人類及動物血管的內膜具有絕佳的抗血栓性。多年以來，想要用人工材料製造類似品的研究曾經做過許多，截至目前為止，雖然已經成功製造出抗血栓性相當優良的材料，卻始終沒有製成適用的細人工血管。

邁向製成細人工血管的目標

隨著人工臟器等醫療裝置的高度進步，對於適合製造精密人工臟器的材料的要求也愈來愈高。事實上，正確的方法是一開始就配合目標所定的特性來設計醫用材料，而不是向其他領域借材料。科學家們大約從十年前開始進行設計優良抗血栓性材料的研究工作，終於獲得一種新的材料。後來，進一步將新開發出來的材料製成直徑僅1.5公釐的細人工血管，並利用動物來做實驗，得到了相當理想的效果。

這種最近才開發出來的高分子材料，由易溶於水的親水性異丁烯酸乙酯（HEMA，hydroxyl ethyl methacrylate）高分子和不溶於水的疏水性苯乙稀（hydrophobic styrene）高分子結合而成。用電子顯微鏡來觀察這種由二類不同性質之成分所構成的高分子，可以發現親水性部分和疏水性部分並沒有混合在一起，而是相似的分子聚合分子集合體，並分成親水性的領域和疏水性的領域，形成極為精密、細緻的結構，此即稱為微相分離結構。

由基礎的研究，我們知道具有某種微相分離結構的高分子表面很難附著會形成血栓的血小板，於是將此由HEMA和苯乙稀合成的高分子製成人工血管內側的塗膜（coating），進而製出直徑達1.5公釐的細人工血管。再將此人工血管移植進兔子頸動脈與頸靜脈相連接之處，意外發現它遠不如舊有材料那麼容易引起血栓。接著又將此人工血管移植進狗的心臟當做A-C輔助管，證實了狗藉此可以繼續存活一個月左右。

隨著優良抗血栓性材料的逐步開發，實現細人工血管的可能性愈來愈大。

